

COMPUTER TOMOGRAPHY

Publication number: JP53140988

Publication date: 1978-12-08

Inventor: TOOMASU UEIN RANBAATO; JIEIMUZU EDOWAADO
BUREIKU

Applicant: GEN ELECTRIC

Classification:

- **international:** G01N23/04; A61B6/03; G06T11/00; G01N23/02;
A61B6/03; G06T11/00; (IPC1-7): A61B6/02; G01N23/02

- **europen:** A61B6/03; G06T11/00T

Application number: JP19780041347 19780410

Priority number(s): US19770786528 19770411

Also published as:

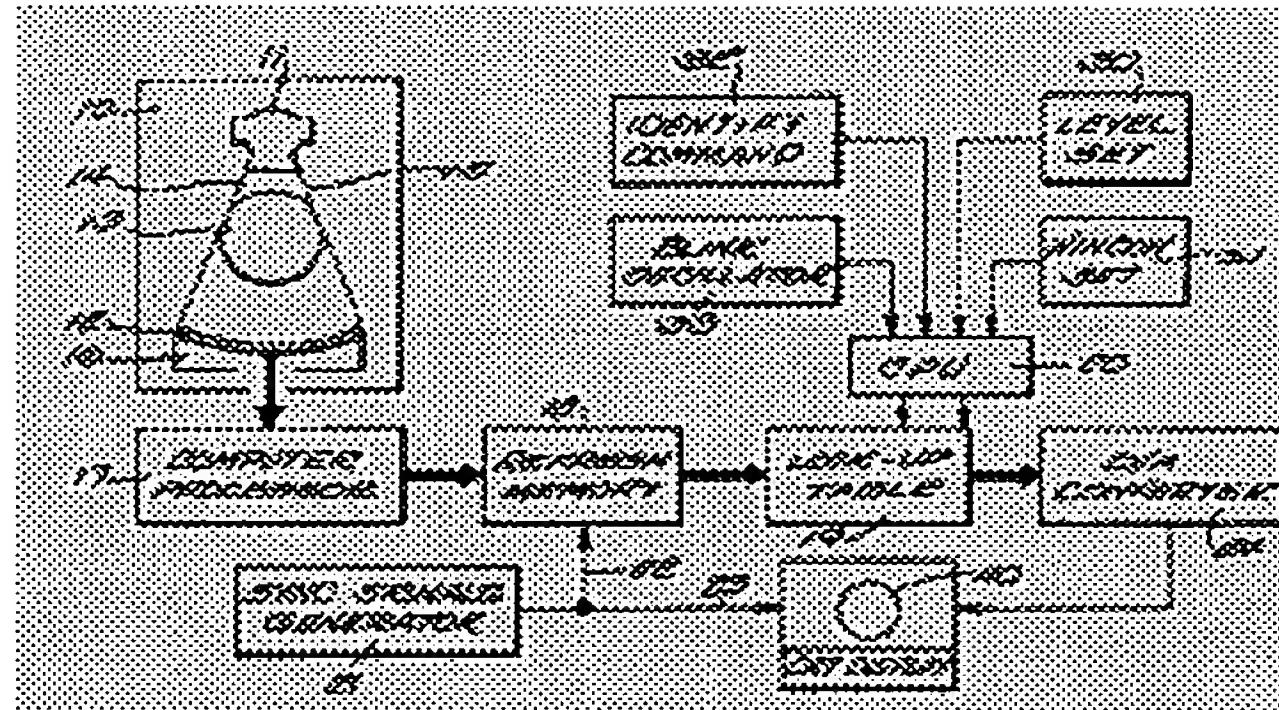
US4105922 (A)
GB1599484 (A)
FR2387024 (A)
DE2815218 (A)

[Report a data error](#)

Abstract not available for JP53140988

Abstract of corresponding document: **US4105922**

In computed tomography, a computer calculates CT numbers corresponding with the X-ray attenuation by elemental volumes in a body undergoing an X-ray beam scan. Analog signals corresponding with the sequence of CT numbers modulate a raster scanned cathode ray tube to produce a display of the image. Means are provided for controlling the display tube to display elements within a range of CT numbers or gray scale window. New means are provided for causing zones in the image corresponding with picture elements near the selected level or center of the gray scale to blink from gray to white such that when the level is set to correspond with a gray scale level of interest, the blinking zones will have CT numbers corresponding with the level setting. This permits identification of the CT numbers of the zones. The blink mode may be activated while the full image is displayed on the screen and zones of interest may be visualized in the total picture.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

⑯日本国特許庁
公開特許公報

⑯特許出願公開
昭53-140988

⑯Int. Cl.²
A 61 B 6/02
G 01 N 23/02

識別記号

⑯日本分類
100 A 63
111 J 3
112 H 0

庁内整理番号
7437-54
6367-23
6236-23

⑯公開 昭和53年(1978)12月8日
発明の数 2
審査請求 未請求

(全 8 頁)

⑯計算機断層写真装置

⑯特 願 昭53-41347

⑯出 願 昭53(1978)4月10日

優先権主張 ⑯1977年4月11日⑯アメリカ国
(U.S.)⑯786528

⑯発明者 トマス・ウェイン・ランバート
アメリカ合衆国ウイスコンシン
州ドーズマン・ハイデン・バリ
イ・ドライブ33499番

⑯発明者 ジェイムズ・エドワード・ブレイク

アメリカ合衆国ウイスコンシン
州ニュー・バーリン・エス・オ
-149ストリート2970番

⑯出願人 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
アメリカ合衆国12305ニューヨーク州スケネクタディ・リバーロード1番

⑯代理 人 弁理士 生沼徳二

明細書

1. 発明の名称

計算機断層写真装置

2. 特許請求の範囲

(1) 身体の層内の容積要素のX線減衰並びにCT
数に夫々対応する広い範囲の数値を持つ第1の電
気信号を発生する手段と、前記信号を貯蔵する記憶
マトリクスと、強度変調が出来る走査形陰極線管、
及び相次ぐ信号の数値に対応して前記陰極線管の
強度を変調する手段を含んでいたる、前記貯蔵され
た信号に応じた可視像を表示する表示手段と、信号
の値の前記広い範囲から、上限並びに下限と、
該上限並びに下限の間の中心のレベル値によつて
限定された一層小さい範囲の値で構成される窓の
中にある信号を選択する手段と、前記窓の中にある
信号を前記陰極線管を変調する信号に変換する
手段と、表示される像内の選ばれた区域に対応する
CT数を確認する手段とを有し、前記確認する
手段が、選ばれた窓内の前記レベルのCT数の値
に略対応する狭い帯域内の信号を選択する手段と、

該選択手段を作動する手段と、選択された信号によつて、表示される像の内、前記選ばれたレベル
に略対応するCT数を持つ区域だけを該レベルに
対応する強度まで変調し且つ急速に引続いて一層
高い強度に変調することにより、CT数の確認が
出来る様にする手段とを有する計算機断層写真装置。

(2) 身体の層内の小さな容積要素のX線減衰並
びにCT数に夫々対応する広い範囲の値を持つ第
1の電気信号を発生する手段と、強度変調が出来
るラスター走査形陰極線表示管と、前記陰極線管
を更新するのに適したマトリクス状に前記第1の
信号を貯蔵する記憶手段と、前記広い範囲から、
そのレベルとして選定された中心値を持つと共に
前記レベルに対して対称的な上限並びに下限の差
に対応する高さを持つ窓内に入る一層小さい範囲
の値を選択することにより、像内にある区域の強
度に対応する第2の信号を発生する手段を含む信
号処理手段と、前記第2の信号に応答して前記表
示管の強度を制御する手段と、前記第2の信号を

発生する手段を選択的に制御して、選択されたレベルに対応する信号を、前記像内の対応する区域だけを最大強度に、その後急速に、但し認め得る程度に引継いで、前記レベルの値に対応する強度まで反復的に変調する信号に変換する手段とを有し、こうして前記レベルを決定することによつて CT 数を確認することが出来る様にした計算機断層写真装置。

(3) 特許請求の範囲(2)に記載した計算機断層写真装置に於て、Lを前記レベルの値、Hを前記上限並びに下限の前記レベルからの高さ、Dを任意の第1の信号の値に対応するデータ、Iを該データに対応する強度の値として、下記の式

$$L + H \leq D \text{ であれば、 } I = \text{最大値}$$

$$D < L - H \text{ であれば、 } I = 0$$

$$L - H \leq D < L + H \text{ であれば、}$$

$$I = \frac{\left(\begin{array}{l} \text{表示中にとり得る} \\ \text{グレースケールの} \\ \text{数値の数} \end{array} \right) [D - (L - H)]}{2H}$$

を選択的に実行するように前記信号処理手段が

計算機断層写真法では、被検体を通る複数個の通路に沿つたX線透過特性を測定する。種々の通路に於けるX線の強度に対応する信号が計算機によつて処理され、計算機は、表示される像を構成する画素の強度又は明るさを左右するCT数のマトリクスを発生する。計算機断層写真法で像を再生する方法の例が、米国特許第3,778,614号に記載されている。

走査X線ビームによつて検査される身体の層内の各々の容積要素のX線減衰データを、陰極線表示管(CRT)の制御に使うことが出来るCT数のマトリクスに変換する様に、計算機を制御する種々のアルゴリズムが開発されている。容積要素によるX線減衰はCT数によつて表わされ、これは次の様に定義される。

$$CT \text{ 数} = K \frac{u_i - u_w}{u_w}$$

ここで u_w は水のX線吸収係数であり、 u_i は組織のX線吸収係数である。

この式のKの値は、吸収範囲全体をグレース

ログラムされている計算機断層写真装置。

(4) 特許請求の範囲(3)に記載した計算機断層写真装置に於て、グレースケールが64個の値をとり得る計算機断層写真装置。

(5) 特許請求の範囲(2)乃至(4)に記載した計算機断層写真装置に於て、前記最大強度の持続時間に對応するパルスを発生する発振手段を有する計算機断層写真装置。

3. 発明の詳細な説明

この発明は計算機断層写真法、特に、陰極線管に表示される像の内、所謂グレースケール窓のレベル又は中心にある、関心が持たれる区域のCT数を決定することに関する。

計算機断層写真法では、CT数は、X線ビームで走査される身体中の小さな容積要素によるX線減衰に比例する。この発明の特徴は、計算機によつて再生された像の内、小さな範囲のCT数に対応する区域を像又は映像全体を表示する中で明滅させ、この区域のCT数を確認することが出来る様にすることである。

グレースケールに分割する時の段階の数に關係する。グレースケールに1024個の段階を用いる装置では、K=500である。グレースケールに256個、1024個及び2048個の段階又はCT数を使う装置が使われており、これより大きい範囲も使うことが出来る。

計算されたCT数が記憶装置に貯蔵され、公知の形式の表示制御装置により、そのアナログ電圧を乙信号として使い、ラスター走査形陰極線管のビームの強度を変調して、可視像を発生することが出来る。

大量のX線データを感知する為、並びに計算機に対する強度信号を供給する為に使われる検出器は、X線感度が非常に高い。検出器によつて得られたデータを使い、計算機のアルゴリズムが、陰極線管表示装置で人間の目によつて識別し得るよりも、X線減衰の分解能を一層高くして又はグレースケールの段階数を一層多くして、成る範囲のCT数を発生する様に作用する。例えば、現在の断層写真像再生方法は、前に述べた様に、X

線減衰の測定値を 1024 個又は更に多くの別々のレベルに量子化することが出来る。他方、陰極線管は、典型的には約 64 個より多くの可視的に判別し得る陰影又はグレースケール。レベルを表示することが出来ないのが典型的である。その為、1024 個という様な CT 数の広い範囲から、窓と呼ばれる限られた範囲を選択し、CT のグレースケール能力にわかつて、この窓の中に入る CT 数を持つ画素を表示するのが常套手段である。この場合、窓の上限より高い CT 値は白であり、窓の下限より低い CT 値は黒である。

軟らかい組織中の腫瘍の有無という様な重要な医療情報は、CT 数の僅かな違いによつて表わされる場合が多い。計算機断層写真法の実務家は、表示された像内の区域の CT 数を、関係する組織の性質、並びに組織中の病理の有無に相関させる可能性を求めていいる。例えば、良性のう腫は CT 数の 1 つの小さな範囲に入ることがあり、悪性腫瘍又は健康な組織は別の範囲に入ることがある。更に経験を積んで、CT 数と組織の状態

との間の関係を正確に相関させることが出来れば、診断にとつて相当の助けになる。

現在使われている或る計算機断層写真装置は、表示された像内の特定の区域に対応する CT 数を確認する。従来の装置に於ける CT 数の確認は、グレースケールの選ばれた範囲又は窓内の画像を表示するものである。この窓の中のグレースケールの中心に対応するレベルを選択する。これに限らないが、例として説明すれば、白に対応する +100 の CT 数の上限、並びに黒に対応する -100 の下限を持つ窓も選択される。この場合、グレースケールは CT 数の値で 200 に相当する範囲に及び、この例では、中心又は特定レベルは 0 である。

表示された像の内、関心がある区域の CT 数を決定する従来のやり方は、設定レベルの所に 1 つの CT 値があり、その下方に 1 つの CT 値が来る様に、2 つの CT 値から成る範囲に窓を狭めることであつた。この為、グレースケールが黒と白の 2 段階に圧縮され、表示管のスクリーンに表

示される像の全ての画素は白又は黒のいずれかとなつて現われた。その時、レベル制御により、表示される部分の内、関心のある特定の区域が白から黒に変わる様な状態に調節することができる。この変化を招いた設定レベルを関心が持たれる区域の CT 値と解釈する。他の任意の区域の CT 数を必要とする場合、グレースケールのレベル又は中心をそれに対応する様に設定し、この特定のレベルに窓を狭め又は収斂させる。表示される画像の内、設定レベルに対応する値よりも大きな CT 数を持つあらゆる区域は白となつて現われ、このレベルより低いあらゆる区域は黒となつて現われる所以、レベルに対応する CT 数を確認することができる。

今説明した従来のやり方の欠点は、その CT 数を確認しようとする区域を、表示される像を背景とした状態で見ることが出来ないことである。これは、設定レベルに対して数値が 1 だけプラス並びにマイナスになる範囲に窓を狭めた時、この範囲内の全ての画素情報が抹殺されるからである。

即ち、設定レベルに近い CT 数を持つ島状の区域だけが陰極線管のスクリーン上に見える。もう 1 つの欠点は、放射線技師が像全体の検討を続けるには、その前に窓をリセットし、表示される画像を設定し直さなければならないことである。

この発明では、表示される可視像内にあつて、対応する明るさ又はグレースケール段階を持つ全ての区域の CT 数を、陰極線管のスクリーン上の像を背景として、即ち像を抹消したり或いはグレースケールの窓の設定値を変えることなく、決定することができる。この為、グレースケールの窓の中心（レベルと呼ぶ）を、像の内、関心が持たれる区域の強度又はグレースケール段階に対応する様に設定する。窓の限界は予め選択する。選ばれた任意の区域の CT 数を確認したい時、オペレータが確認指令ボタンを押すだけで、選ばれたレベルにある全ての画像区域が明滅する、即ち白になり、その後普通のグレー・レベルに戻る。選ばれた区域が白になる時、像を構成する他の区域は普通のグレースケールで引続いて表示され、

勿論、明滅の合間、選ばれた区域も普通のグレースケールで表示される。区域が明滅を始める状態に対応する設定レベルを単に読み取れば、CT数を容易に決定することが出来る。

第1図には、被検体の薄片又は層内の小さな容積要素に関するX線減衰データを取出す為のX線走査器の部品がブロック10の中に示されている。走査器はX線管11と、X線検出素子12の弯曲配列とを有する。X線管11と配列12との間にX線検査を受ける身体13が置かれる。X線管11及び配列12は身体13の周りと一緒に廻る様に共通の取付け部に設けられている。境界のX線14、15を持つ薄い扇形X線ビームが身体を通して投射され、身体を通過した後のビーム中のX線の強度が検出素子12によつて感知される。ここで例示した走査器では、X線管及び検出素子が軌道を廻り、X線ビームは、軌道全体の内の小さな相次ぐ角度増分毎に、オン及びオフにパルス駆動される。各々のX線パルスの間、身体の層内の各々のX線通路に沿つた要素の和の

X線強度が多数の検出素子から成る配列12によつて得られ、これが対応するアナログ信号を発生する。

ブロック16で示したデータ収集装置がアナログ信号をデジタル信号に変換し、このデジタル信号をブロック17で示した計算機の処理装置の記憶装置に転送する。身体13の完全な走査が完了すると、計算機の処理装置が、この例では10ビットを持つ2進法のCT数を計算する。各々の容積要素に対して2進数がある。計算されたCT数は、身体中の容積要素によるX線減衰を表わす。1例として云うと、各々の容積要素は1.3mm²で厚さが1mmであつてよい。然し、10ディジットの2進数は、人間の目で検出又は知覚することが出来る以上のグレースケールの段階を表わすので、後で判る様に、身体の或る層のX線強度を表わす1系列内の全ての数は、6ディジットの数に正規化され、それがアナログ信号に変換された後、ラスター走査形陰極線表示管の強度変調を行なう為のZ信号として使われる。走

査された身体の各々の薄片に対するディジタル形のCT数が、計算機の処理装置17に付設されたディスク又は磁気テープ記憶装置に貯蔵されるのが普通であり、この為、像の検討をしたい任意の時に、像表示装置を制御する為に各薄片に対するCT数を利用することが出来る。身体の薄片又は走査された層に対するCT数が計算機の処理装置17から、この数を貯蔵するアドレス可能な更新記憶マトリクス18に読み込まれる。商業的な実際の例では、マトリクスは320×320であり、この場合、各々の薄片に対して100,000個より多くのディジタルCT数がある。更新記憶マトリクス18内の各々の数はx及びy座標を持ち、各々の数の数値がZ信号であり、それが対応するアナログ電圧に変換された時、後で更に詳しく説明する様に、再生X線像を表示するのに使われるラスター走査形陰極線管(40)に於ける電子ビームの強度を変調する為に使われる。例として云うと、商業的な実施例では、CRT表示装置40は、毎秒60回、更新記憶マトリクス18に貯蔵

されたデータで更新される。CT数のデータが更新記憶マトリクスから、CRTの走査速度と同期して、直列に或いは行毎に読み出される。商業的な実施例では、ラムテク(Ramtek)社の9133型更新記憶装置を使つた。これは従来のラムテク社のRM9100型を基本とするものである。

計算機によつて発生されたCT数がこの例では-511及び+511の間のマトリクス範囲内に貯蔵される。各々が10ビットのワードで表わされる。然し、CT数のこの範囲は、陰極線管を含む装置の他の部分の分解能より大きい。人間の目では、合計1024個のグレースケールの段階を知覚することは出来ない。この為、10ビットのワードがルックアップ(look-up)・テーブル19を用いて、6ビットのワードに変換される。この例では、このテーブルが黒から白までの範囲の64段階のグレースケールを表示することが出来る様にする。

表示されるグレースケールの段階数は或る程度任意であるが、この例では、64個のグレース

I の値は、消去レベル又は黒 (I = 0) と (I = 63) との間の CRT 40 に対する出力ビデオ信号の相対的な電圧の値に相当すると考えてよい。

5 しは窓の中心を表わす設定レベルであり、表示される範囲の中心にある CT 数で表わされる。窓全体の高さが 2H であり、この窓はレベルに対して対称的である。

10 再び第 1 図について説明すると、CPU (中央処理装置) 20 がその命令の組の中に前述の確認アルゴリズムを持つている。CPU 20 及びルックアップ・テーブル 19 は、陰極線管表示装置 40 の Z 軸を制御するアナログ信号に対するディジタル数を発生する道具である。CPU 20 及びルックアップ・テーブル 19 が協働して、1024 個の CT 数の一部分を、段階数が 64 以下のグレースケールで表示することが出来る様にする。強度の値を割当てる。この強度の値は計算された CT 数、窓の値及びレベルの値に関係する。

15 更新記憶マトリクス 18 からは、100 ナノ秒毎に、10 ビットのワードがルックアップ・テー

ケールの段階を人間の目が知覚し得る数と想定している。即ち、この例では、ルックアップ・テーブル 19 が 6 つの記憶ブレーンを持ち、後で説明する他の部品と協働して、更新記憶マトリクス 18 からの 10 ビットの数を、64 個のグレースケール段階を表わすことも出来る 6 ビットの数に変換する。

20 ここで装置の動作を理解するのに関係した若干の式を説明しておくのがよいと思われる。前に述べた様に、窓の設定値の制御に関連して、黒及び白を含む 64 個までのグレースケールの段階を表示出来る様に CT 数の範囲が正規化される。特定の画素位置の強度 (I) の値 (0 - 63) は、データの値 (D)、レベルの値 (L) 及び窓の値 (2H) が判つていれば、決定することが出来る。この式は次の通りである。

$$L + H \leq D \text{ であれば, } I = 63$$

$$D < L - H \text{ であれば, } I = 0$$

$$L - H \leq D < L + H \text{ であれば, }$$

$$I = \frac{32}{H} \times [D - (L - H)]$$

ブル 19 に送込まれる。全てのワードが実際にルックアップ・テーブル 19 内の記憶ブレーンに対するアドレスである。この例では、CPU は、身体の各層に対して更新記憶マトリクス内には 1024 個の CT 数しかり得ないことが判つてゐる様にプログラムされる。即ち、10 ビットの数がルックアップ・テーブルに送込まれる時より前に、CPU は、窓のレベル又は中心が設定されている値及び窓の設定値を見て、全ての CT 数を見回して、とり得る 64 段階の表示されるグレースケール内で、この数にどんな Z の値又は強度の値を割当てばびつたりと合うかを決定する。CPU は前述の式を使って、この作業を行なう。CPU が、起り得る任意の CT 数に対するディジタル数として、強度の値を振り分ける。更新記憶マトリクス 18 を読出す速度は、CRT 監視装置 40 に於ける陰極線管のビーム走査速度と同期している。これが同期発生器 21 によつて表わされている。この同期発生器の同期信号出力線 22、23 が更新記憶マトリクス 18 及び監視装置 40 に夫々接続され

25 ている。

30 ディジタル形式で得られた強度の値又は Z 信号の値がディジタル・アナログ変換器 24 に送られ、これがアナログ出力信号を発生し、記憶装置の読出しと同期して、監視装置 40 の Z 軸を制御する様にする。ディジタル・アナログ変換器 24 からの出力は実際には複合ビデオ信号であり、全ての同期情報を含んでいる。

35 次に第 2 図及び第 3 図について、窓及びレベルを設定する意味について簡単に説明する。第 2 図は、計算機の処理装置 17 から CT 数に対して得られるディジタル信号出力に対応するアナログ信号の一部分を示すグラフである。この信号は幅の広い動的な範囲にわたつており、骨の様な身体中の密度の大きい容積要素は CT 数が約 +500 にあり、水、脂肪及び空気は CT 数が夫々 0、-50 及び -500 になる。歓らかい組織は +10 乃至 +40 の範囲内でのより大きな値を持つのが普通である。この大きな動的範囲の信号波形の中で、25 に示す様な小さい範囲の変化が、例え

ば腫瘍又はその他の障害が存在することを表わす様な、組織の密度変化として重要な医療情報を持つ場合が多い。陰極線管はグレースケールが限られており、目は小さな変化を知覚することが出来ないので、第2図の信号が陰極線管に表示された場合、その動的な範囲全体の中で変化25が存在することがぼけてしまう。この為、信号の大きな動的な範囲の中から、小さな部分又は窓を抽出し、それをグレースケール一杯に及ぶ様に拡大する。信号全体に対する窓の中心レベル及び幅を調節して、最適の表示が得られる。例えば、窓26の動的な範囲内にある信号をグレースケール一杯になる様に拡大すると、第3図に示す信号が得られる。窓26の基本レベル27より低い全ての信号レベルは陰極線管の強度を最小限にして表示され、最大閾値28より高い全ての信号レベルは陰極線管の強度を最大にして表示される。窓26に入る信号レベルが陰極線管の動的な範囲一杯に拡大される。こうして第1図の小さな信号の変化25が第3図の大きな動的な変化25aに

拡大され、この為陰極線管表示装置で見ることが出来る様にされる。

窓26の位置を調節して、信号全体の内の様々な部分を高い分解能で表示することが出来る。窓の下限及び上限27、28に対して、対応するCT数がある。下限及び上限27、28の中間のレベル又は点も、或るCT数に対応する。

再び第1図について説明すると、グレースケールの64段階の内の1つを表わす6ディジットの2進数が、ロックアップ・テーブル19からデジタル・アナログ変換器24に出力され、そこでデジタル信号がCRT表示管40の掃引速度で、相次いでアナログ・ビデオ信号に変換される。前に述べた様に、同期信号発生器21が線22を介して更新記憶マトリクス18を読み出す同期信号を供給する。この同期信号はデジタル・アナログ変換器を出て行く複合ビデオ信号の一部分となり、CRT表示装置40を駆動する為に使われる。

これ迄説明した装置並びに動作は、基本的には、身体の或る層の再生像を目で見て検討する為

に、ラスター走査形CRTのスクリーン上に発生させる為に普通使われているものである。次に、選ばれた任意の区域を像の背景に対して、白に明るくし且つ通常のグレースケールに戻すことにより、表示される像内の任意の区域(1つ又は複数)のCT数を確認するこの発明の方法に関連する装置並びに動作を説明する。

明滅様式でCT数を確認することに関係する式は次の通りである。

$$H \frac{H}{16}$$

ここでHは窓のレベルであり、これは定義により、選ばれた窓に於けるグレースケールの中心のCT数である。Hは正側の限界からしまで並びに負側の限界からしまでのCT数で表わした窓の幅である。云い換えれば、窓の全体の高さ又は幅が2Hである。この式は、対応する画素又は区域がCT数確認動作様式の際に明滅する様なCT数の範囲を表わす。この式の分母に入っている16は或る程度任意であり、これより小さい又は大きい数値であつてもよいが、商業的な実例での経験

から、この除数が適當であることが判つた。明滅させるCT数の数は、最小限の1にすることが好ましく、一層大きな奇数をまるめる。これに制約するつもりはないが、例として、窓の高さと明滅させるCT数の範囲との間の典型的な関係を下記の表に示す。

窓(H)	10 20 30 40 50 75 100 150 250 500
明滅の幅	1 3 3 3 5 5 7 11 17 33

第1図について説明すると、CPU20は、その命令の組又はプログラム内に前述の式並びに今述べた式を持つている。手動で制御し得る手段30を設けて、任意の特定の窓レベルに対応する信号をCPUに供給すると共に、手動で制御し得る手段31を設けて、レベルのCT数に対する窓の高さ+H及び-Hに対応する信号を供給する。

ブロック32は、CT数確認指令信号をCPUに供給することを表わす。オペレータについて云えば、自動復帰押ボタン又は振動スイッチを押すことが、明滅を開始させることによつて確認出来る

機にするのに必要な全ての作業である。発振器 33 を設けて、CT 数を設定された値のレベルで明滅させ、こうして、ノイズとして、明滅させられる画素が約 250 ミリ秒の間隔になり、約 500 ミリ秒の間普通のグレースケールに戻り、確認指令が続く限り、これを連続的に続ける様になつてゐる。

値が設定され、確認指令が開始されたと仮定すると、発振器 33 から出力信号が発生されて CPU に供給される。発振器の出力が低という様な一方の状態にある時、CPU が最初に挙げた式を充たし、画素が CRT に普通のグレースケールで表示される。発振器の出力が高になると、アドレス母線及びデータ母線を持つ CPU 20 が、更新記憶マトリクスからの 10 ビットのワードを 10 ビットのレベルに釣合せ、CPU がルックアップ・テーブル 19 の対応するレベルにある全てのワードを白のビデオ信号に対応する値に変える。明滅模式の間、このレベルを調節することが出来る。この場合、現在の設定レベルと一致する CT 数を持つ画素が明滅する。いずれにせよ、所望の区

域が明滅する時、その時の設定レベルを読み取れば、この区域に対応する CT 数を決定することが出来る。実際には、前に挙げた表から明らかに、CPU が後で挙げた式を実行する結果、各々の設定レベルに対して或る小さい範囲の CT 数が明滅する。

或る装置では、陰極線管監視装置が、白黒監視装置又は表示装置を使つた時の様なグレースケールではなく、カラー・スケールで像を表示することがある。この様な装置に明滅模式の CT 数確認方式を適用する場合、設定レベルに対応するスペクトル中の任意の色を特定の独自の色に切換え又は明滅させ、確認することが出来る。

CT 数を確認する新しい明滅模式をかなり詳しく説明し、判り易くする為に具体的な数字を挙げたが、この説明は当業者にこの発明がよく判る様にする為のものであつて、この発明を制限するものではなく、この発明を種々の形で実施することが出来ることを承知されたい。この発明の範囲は特許請求の範囲の記載によつて限定され

ることを承知されたい。

4. 図面の簡単な説明

第 1 図は CT 数の確認を行なう計算機断層写真装置のブロック図、第 2 図は断層写真像計算機からの分解能の高いアナログ出力信号を示すグラフ、第 3 図は第 2 図の信号の一部分を表示管のグレースケール全体にわたつて拡大した状態を示すグラフである。

主な符号の説明

- 10 : X 線走査器
- 11 : X 線管
- 12 : 検出器
- 13 : 身体
- 16 : データ収集装置
- 17 : 処理装置
- 18 : 記憶装置 (記憶マトリクス)
- 19 : ルック・アップ・テーブル
- 20 : CPU
- 21 : 同期発生器
- 24 : ディジタル・アナログ変換器

30 : レベル設定手段

31 : 値設定手段

33 : 明滅発振器

40 : CRT 表示装置

特許出願人ゼネラル・エレクトリック
代理人 (7630) 生沼謙

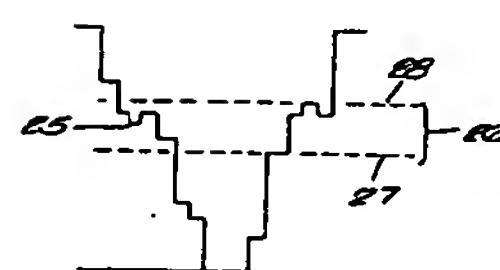
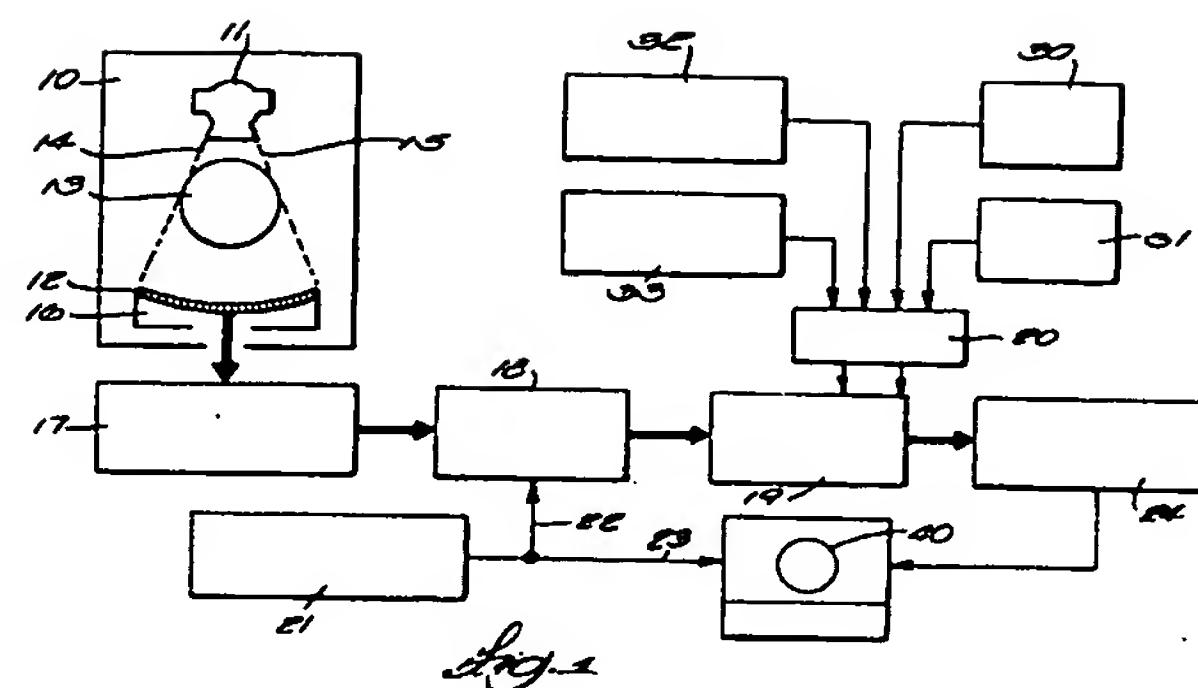


Fig. 2.

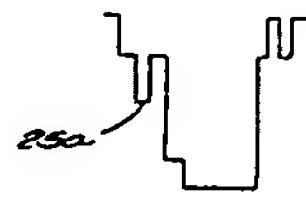


fig. 3